

Docket No.: 58647-170

PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of	:	Customer Number: 20277
	:	
Takahito KOUOU, et al.	:	Confirmation Number:
	:	
Serial No.:	:	Group Art Unit:
	:	
Filed: October 15, 2003	:	Examiner: Unknown
	:	
For: MUSCLE MEASURING DEVICE	:	

**CLAIM OF PRIORITY AND
TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT**

Mail Stop CPD
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

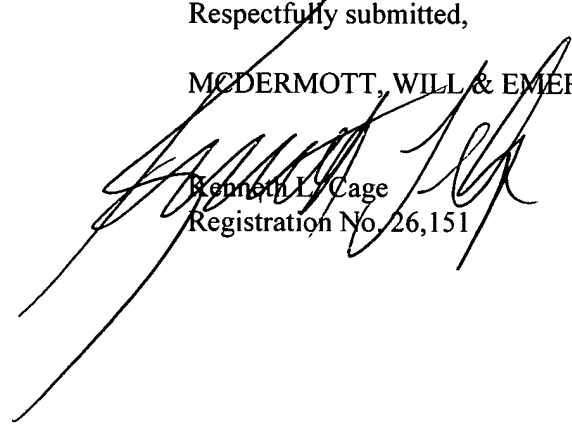
In accordance with the provisions of 35 U.S.C. 119, Applicants hereby claim the priority of:

Japanese Patent Application No. 2002-306829, filed October 22, 2002

cited in the Declaration of the present application. A certified copy is submitted herewith.

Respectfully submitted,

MCDERMOTT, WILL & EMERY


Kenneth L. Cage
Registration No. 26,151

600 13th Street, N.W.
Washington, DC 20005-3096
(202) 756-8000 KLC:tlb
Facsimile: (202) 756-8087
Date: October 15, 2003

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

03094
58647-170
KOUOU et al.
October 15, 2003

McDermott, Will & Emery

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年10月22日

出願番号
Application Number: 特願2002-306829
[ST. 10/C]: [JP 2002-306829]

出願人
Applicant(s): 株式会社タニタ

2003年 8月20日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫

出証番号 出証特2003-3067889

【書類名】 特許願
【整理番号】 P0361
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/05

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号
株式会社タニタ内

【氏名】 幸王 孝仁

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号
株式会社タニタ内

【氏名】 酒井 良雄

【特許出願人】

【識別番号】 000133179

【氏名又は名称】 株式会社タニタ

【代表者】 谷田 大輔

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 057369

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 筋肉測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 個人身体情報を入力する入力手段と、
生体電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、
入力された個人身体情報と測定された生体電気インピーダンスから被験者の測定部位間の筋肉量を算出し、算出された筋肉量に基づいて最大随意筋力を算出する算出手段とからなる筋肉測定装置。

【請求項 2】 個人身体情報を入力する入力手段と、
生体電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、
入力された個人身体情報と測定された生体電気インピーダンスから被験者の測定部位間の筋肉量を算出し、算出された筋肉量に基づいて最大随意筋力を算出する算出手段と、

算出された最大随意筋力に基づき筋肉に与える負荷量を設定する負荷設定手段と、

被験者の筋音図を測定する筋音図測定手段とを備え、
前記負荷に対する運動を行ったときの被験者の筋肉の筋音図を測定し、測定された筋音図の時系列データから振幅と平均周波数との解析を行い、その振幅データと平均周波数データの各変曲点から被験者の測定部位が備える筋肉の種類の割合を判定する判定手段からなる筋肉測定装置。

【請求項 3】 前記判定手段で判定される筋肉の種類は、遅筋線維と速筋線維であることを特徴とする請求項 2 に記載の筋肉測定装置。

【請求項 4】 前記判定手段で判定される筋肉の種類は、生化学的な代謝特性の違いに基づく S O 線維と F O G 線維と F G 線維の 3 つであることを特徴とする請求項 2 に記載の筋肉測定装置。

【請求項 5】 前記負荷量設定手段は、算出された最大随意筋力に基づいて、筋音図の測定中に負荷量を段階的に変更するものであることを特徴とする請求項 2 から 4 のいずれか 1 項に記載の筋肉測定装置。

【請求項 6】 更に、筋音図の測定中に被験者が発揮している筋力を検出す

る筋力検出手段を備え、

前記負荷量設定手段による負荷量と、前記筋力検出手段で検出された被験者の発揮している力との差である筋力差を算出する制御手段と、

その筋力差を表示する表示手段とを備えることを特徴とする請求項 5 に記載の筋肉測定装置。

【請求項 7】 前記判定手段は、被験者の筋肉に一定の負荷を与えた時の筋音図の振幅及び平均周波数のデータと、過去に解析された筋音の振幅及び平均周波数のデータとを比較することで、筋肉の疲労が発生しているかを判定することを特徴とする請求項 2 に記載の筋肉測定装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被験者の筋肉の種類や筋肉の疲労といった筋肉に関する測定を行う装置に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来、筋線維タイプや筋疲労を計測し判定する方法としては、筋肉組織の採取、乳酸、筋 p H、血中酸素飽和度といった体内の物質を直接測定し、その値から判定するものが知られている。

【 0 0 0 3 】

また、筋肉を動かすために発せられる電気的信号を皮膚上に設けた電極を用いて電位差を検出する筋電図もある。あるいは、圧電素子を用いて、筋表面の微細振動を検出する筋音図がある。筋の機械的活動を反映する信号とされる。

【 0 0 0 4 】

また、生体電気インピーダンス法を用いて F F M（除脂肪量）を算出し、その値から筋肉の量を推定するものは知られている。

【 0 0 0 5 】

また、生体電気インピーダンスの測定を行い体脂肪の算出を行うことに加えて、チェーンを引き上げることにより背筋力の測定を行うものが開示されている。

この装置では、体重や体脂肪の測定に加えて、筋力を測ることが可能であるとしている。（例えば特許文献 1 参照）

【0 0 0 6】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 1 - 3 2 1 3 4 3 号公報

【0 0 0 7】

【発明が解決しようとする課題】

従来から知られている筋肉、筋疲労、筋繊維のタイプの計測法では、筋電図を用いた測定装置が最もよく使われているが、それらはいずれも電気刺激した後の筋電図の計測をしているため、被験者の身体にとって負担がかかるものであり、装置としては人体に適しているとは言えない。

【0 0 0 8】

また、従来から筋のタイプを知ろうとした場合、被験者の最大筋力を測定し、そのデータと筋電図または筋音図のデータから筋のタイプを判定することが行われていたが、最大筋力の測定は、体調や精神状態といった要因にも影響されるために測定時に常に最大のパワーを発揮することは難しく、この方法で最大筋力を測定するためには、測定のために数日間のトレーニングを必要とし、簡単に判定できるものではなかった。

【0 0 0 9】

また、特開 2 0 0 1 - 3 2 1 3 4 3 号公報に記載の装置は、単純にその時の引き上げられた力から、被験者の筋力を推定しているものである。しかし、このような装置では、どのくらいの力で引き上げているかが解らない。つまり、本人の有する最大の筋力で引き上げているか、半分程度の筋力で引き上げているかが解らないものであるが、その時の筋力としてしまっている。これは本人の主観的な要素を含むものであり、正確に測定できているとは言えなかった。

【0 0 1 0】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、従来、測定が難しかった最大随意筋力を簡単に測定することであり、より正確に筋肉に関する評価を行うことである。具体的には、被験者の特定部位における筋肉の種類の割合の

判定及び筋肉の疲労の発生を判定すること、更には筋肉に関する総合評価を行うことである。

【0011】

【発明を解決するための手段】

本発明の筋肉測定装置は、個人身体情報を入力する入力手段と、
生体電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、
入力された個人身体情報と測定された生体電気インピーダンスから被験者の測定部位間の筋肉量を算出し、算出された筋肉量に基づいて最大随意筋力を算出する算出手段とからなる。

【0012】

また、本発明の筋肉測定装置は、個人身体情報を入力する入力手段と、
生体電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定手段と、
入力された個人身体情報と測定された生体電気インピーダンスから被験者の測定部位間の筋肉量を算出し、算出された筋肉量に基づいて最大随意筋力を算出する算出手段と、
算出された最大随意筋力に基づき筋肉に与える負荷量を設定する負荷設定手段と、
被験者の筋音図を測定する筋音図測定手段とを備え、
前記負荷に対する運動を行ったときの被験者の筋肉の筋音図を測定し、測定された筋音図の時系列データから振幅と平均周波数との解析を行い、その振幅データと平均周波数データの各変曲点から被験者の測定部位が備える筋肉の種類の割合を判定する判定手段からなる。

【0013】

また、本発明の筋肉測定装置では、前記判定手段で判定される筋肉の種類は、遅筋線維と速筋線維である。

【0014】

また、本発明の筋肉測定装置では、前記判定手段で判定される筋肉の種類は、生化学的な代謝特性の違いに基づくSO線維とFOG線維とFG線維の3つである。

【 0 0 1 5 】

また、本発明の筋肉測定装置では、前記負荷量設定手段は、算出された最大随意筋力に基づいて、筋音図の測定中に負荷量を段階的に変更するものとし、強制的に被験者が発揮する筋力を変更させるものとする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の筋肉測定装置では、更に、筋音図の測定中に被験者が発揮している筋力を検出する筋力検出手段を備え、

前記負荷量設定手段による負荷量と、前記筋力検出手段で検出された被験者の発揮している力との差である筋力差を算出する制御手段と、

その筋力差を表示する表示手段とを備えることとし、被験者が発揮する筋力をより正確なものとする。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の筋肉測定装置では、前記判定手段は、被験者の筋肉に一定の負荷を与えた時の筋音図の振幅及び平均周波数のデータと、過去に解析された筋音の振幅及び平均周波数のデータとを比較することで、筋肉の疲労が発生しているかを判定することとし、簡単に筋肉の疲労を知ることが出来るものとする。

【 0 0 1 8 】**【発明の実施の形態】**

筋繊維のタイプは図 1 に示すように、分類法の違いから種々の名称で分けられる。

【 0 0 1 9 】

現在、最も一般的な組織化学的分類法はMyosin ATPase染色法であり、濃く染まった線維をType 2 線維、濃く染まらなかった線維をType 1 線維と分類される。このType 1 線維は電気刺激に対する収縮速度が遅いことから遅筋（Slow Twitch Fiber :ST）線維と呼ばれ、Type 2 線維は収縮速度が速いことから速筋（Fast Twitch Fiber :FT）線維とも呼ばれる。

【 0 0 2 0 】

さらに、生化学的な代謝特性の違いから、収縮速度が速く、解糖能力に優れたF G（Fast-twitch Glycolytic）線維、収縮速度が速く解糖と酸化能力の両方に

優れた F O G (Fast-twitch Oxidative) 線維、収縮速度が遅く酸化能力に優れた S O (Slow-twitch Oxidative) 線維の 3 種類に分類される。

【 0 0 2 1 】

また、筋肉の組織には大きく分類して、内臓や血管壁に分布している「平滑筋」、心臓の筋層を構成する「心筋」、唯一脳髄神経の支配を受けて随意的に活動することが出来る「骨格筋」の 3 種類である。

【 0 0 2 2 】

随意的に動かす「骨格筋」の筋肉（筋線維）の機構は、運動神経からの刺激を受けて活動電位を発生し、収縮して張力を発生する。この時に血中の酸素が消費される。しかし、長時間、持続的に強い筋収縮状態が生じた場合は、血流の減少や無酸素の状態が一部発生し、結果として乳酸が発生する。以上のことにより収縮力が低下する状態になり、これを筋疲労と呼ぶ。

【 0 0 2 3 】

この筋疲労が生じやすいか否かは、その人の筋持久力が関係してくる。筋持久力とは有酸素的エネルギー供給機構により、筋が活動している能力のことである。筋持久力のある人は酸素的エネルギー供給が長い間できるので乳酸が溜まり難くなるために筋疲労になりづらい。逆に筋持久力がない人は筋疲労になりやすい。

【 0 0 2 4 】

人が力を発揮させるには、筋の活動に使われる筋細胞の数（MUの数）、運動神経が興奮する頻度、筋線維のタイプの 3 要因によって制御されている。

【 0 0 2 5 】

筋電図は筋線維の活動電位が重なりあってできた波形であり、筋音図はその活動電位を受けて筋肉が収縮する振動を捉えたものである。

【 0 0 2 6 】

筋肉にかかる負荷を強くすると、筋に与えるインパルス（神経衝撃）の量が多くなり、それに伴い MU の数の増加と筋繊維の増加が起こるために、筋電図と筋音図の周波数、振幅が大きくなっていく。更に力を強くすると、全ての MU が使われる。更に最大筋力の 8 0 % 以上の力になると、今まで以上に力を出さなくて

はならないため、インパルス頻度が多くなる。その結果、筋電図の周波数と振幅が高くなる。しかし、筋音図の場合は周波数が大きくなるが、振幅が小さくなるという特徴をもっている。これは筋肉が伸びきった状態で振動（強縮）しているためと考えられている。

【0027】

本発明では、以上のような筋肉の特性を利用し、生体の各部位に接触させる複数の電極を用いて生体電気インピーダンスを測定し、測定した生体電気インピーダンスから、被験者の両手両足といった部位の筋肉量及び最大随意筋力を算出する。

【0028】

更に算出された最大随意筋力に基づいて、被験者にかかる負荷量を調節し、筋肉に数段階の負荷をかけた時の筋音図を圧電素子を用いて測定し、筋音図のデータを周波数解析し、平均周波数と振幅のデータを求め、それらの変曲点から筋繊維の活動量（発射頻度）を算出し、これらの測定から被験者の筋肉（筋繊維）のタイプと筋疲労の判定を行う。

【0029】

【実施例】

本発明の一実施例を図面を用いて説明する。

【0030】

図2は、本発明の一実施例である筋肉測定装置の外観斜視図であり、測定装置1は概略L型の形状をしている。下部に体脂肪計付き体重計2を設け、この体脂肪計付き体重計2は、公知のものであり、被験者の体重を測定するために載る載台面2aに被験者の左右の足の底面が接する電極部3、4を設けてある。この電極部3、4は、電流を流すための電流供給電極3a、4aと、電圧を測定する電圧測定電極3b、4bとから構成される。

【0031】

また測定装置1の上面には、操作ボックス5が設けられている。この操作ボックス5には、電源スイッチや各種の身体情報の入力を行う入力手段である入力装置6、測定結果を表示するLCDからなる表示手段である表示装置7、測定結果

を用紙に印刷して排出する印刷装置 8 が設けられている。

【0032】

更に操作ボックス 5 には、手用の電極グリップ 13、14 がコード 15、16 を介して接続されている。この手用の電極グリップ 13、14 にも電流を流すための電流供給電極 13a、14a と、電圧を測定する電圧測定電極 13b、14b が設けられている。手用の電極グリップ 13、14 は測定時以外は、操作ボックス 5 の左右両側に設けられたフック 17 に掛けられる。

【0033】

また、体脂肪計付き体重計 2 の前方側からは筋肉に負荷を与える負荷手段であるバー 21 がチェーン 22 によって接続されており、フックに掛けられている状態である。

【0034】

また、脚や腕の筋肉の測定を行う部位に取り付けるカフ 23 がコード 24 によって体重計 2 に接続されている。このカフ 23 の内部には、筋音を測定する筋音測定装置であるトランスデューサ（センサ）25 と、生体電気インピーダンスを測定する 2 つの電極 23a、23b を備える。

【0035】

図 3 は、測定装置 1 の電気ブロック図であり、測定手段である左右の手足に接する電極 3a、3b、4a、4b、13a、13b、14a、14b、23a、23b の 10 電極が電極切替装置 30 に接続されている。この電極切替装置 30 は、電流供給装置 31 と、電圧測定装置 32 とを介して制御手段である制御装置 33 に接続される。この制御装置 33 はマイクロコンピュータ（CPU）を備え各種の演算や制御を行うものである。各種データ等を記憶する記憶手段であるメモリあるいはレジスタからなる記憶装置 34、一定時間を計測する時計装置 35、被験者の体重を測定する体重測定装置 36 を接続している。また、入力装置 6 と表示装置 7 と印刷装置 8 とを接続している。電源装置 38 は制御装置 33 やその他の各装置に電力を供給するものである。

【0036】

更に、バー 21 の引き上げられる力を検出する筋力検出装置 41、バー 21 の

負荷量を制御する負荷制御装置 4 2 を備える。

【 0 0 3 7 】

次に本発明の図 4 ～図 6 のフローチャートを用いて、本測定装置 1 の動作を説明する。尚、本発明においてスイッチ及びキーというのは、入力装置 6 にあるもので、それらを押すことにより、情報や数値を入力できるものである。

【 0 0 3 8 】

まず、測定装置 1 の入力装置 6 に設けられた電源スイッチをオンすると、全ての電氣的な装置が初期化されて番号入力状態となる。ここで被験者は、個人の管理番号を入力する（ステップ S 1）。

【 0 0 3 9 】

入力された個人番号に対応する記憶装置 3 4 内のメモリ領域に、既に個人情報が入力されているかを確認し、されていない場合には強制的に個人情報の設定状態となる（ステップ S 2）。

【 0 0 4 0 】

設定は、年齢、性別、身長を入力する（ステップ S 3 ～ 5）。

【 0 0 4 1 】

また、既に個人情報が設定されていても、設定内容を変更しようとしていないかを、設定キーが押されているかで確認し、押されている場合にも設定状態となる（ステップ S 6）。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 6 で設定キーが押されていない場合には、筋タイプの判定が終了しているかをチェックする（ステップ S 7）。

【 0 0 4 3 】

ここで筋タイプの判定が終了している場合には、筋タイプの判定と筋疲労の判定のどちらを行うかを選択できることとなり、表示装置 7 には、選択できる項目が表示される（ステップ S 8）。

【 0 0 4 4 】

ここで筋タイプの判定が選択された場合（ステップ S 9）、また、ステップ S 4 ～ S 6 までの設定終了後、更に、ステップ S 7 で筋タイプの判定が終了してい

ない時には筋タイプ判定モードとなる（ステップ S 1 0）。この筋タイプ判定モードについては後述する。

【 0 0 4 5 】

次に筋疲労測定が選択された場合には（ステップ S 1 1）、筋疲労判定モードとなる（ステップ S 1 2）。

【 0 0 4 6 】

筋タイプの判定、及び筋疲労の判定が行われた後、結果が表示装置 7 に表示される（ステップ S 1 3）。

【 0 0 4 7 】

図 7 及び図 8 は結果表示の例である。図 7 は、一般的な体組成に関する結果を示しており、図 8 は最大筋力、筋の種類、筋疲労度の結果を示している。これらの画面で上部に記載されている用語は、入力可能なキーを表しており、図 7 においては、筋肉表示キーを押せば図 8 の表示に変わり、図 7 においては、脂肪率キーを押すと図 7 の表示に切り替わる。

【 0 0 4 8 】

ここで印刷キーが押された場合には（ステップ S 1 4）、印刷装置 8 から、結果が記載された用紙が印刷・排紙される（ステップ S 1 5）。

【 0 0 4 9 】

終了キーが押された場合には電源がオフとなり、装置は駆動を終了し、押されるまでは、ステップ S 1 3 の結果表示を続けることとなる。

【 0 0 5 0 】

<筋タイプ判定モード>

筋タイプ判定モードでは、被験者の測定部位における筋肉において、筋音図を測定することで速筋と遅筋のバランスについて判定するモードである。

【 0 0 5 1 】

最初に被験者は、着衣の重量を入力装置 6 を用いて入力する（ステップ S 2 1）。

【 0 0 5 2 】

次いで被験者の体重を測定する。被験者は、体重計 2 の上に載り、体重測定装

置 26 で体重を測定する（ステップ S 22）。測定された体重値は記憶装置 34 に記憶される。

【0053】

次に、カフ 23 を筋肉測定を行う部位に装着するように指示する表示が、表示装置 7 に表示される（ステップ S 23）。

【0054】

カフ 23 は図 9 に示すような構成となっており、カフ本体の内側には、2 つの電極 26 a、26 b が設けられている。更に、その両電極の間には、筋音を測定するための（トランスデューサ）振動センサ 25 が設けられている。このカフ 23 の両側の端には、マジックテープ（登録商標）27 が設けられている。このマジックテープを用い、測定部位にカフを巻きつけ固定する。

【0055】

被験者はカフ 23 を測定部位に装着したら、装着完了を入力する（ステップ S 24）。ここでは被験者の右脚の大腿部にカフを装着したとする。

【0056】

次いで、測定する部位の周径囲を入力する。カフ 23 の外面には、外周方向に沿って目盛りが記されており、測定部位にカフを巻きつけ固定した状態で周径囲を判断することができ、測定部位の周径囲を数値キーを用いて入力する。

【0057】

次に、全身のインピーダンスを測定する（ステップ S 25）。

【0058】

表示装置 7 にグリッパ 13、14 を持つように指示する表示が行われるので、被験者はグリッパ 13、14 を握る。この時、各電極 13 a、13 b、14 a、14 b に手の平が接触するように握る。

【0059】

電極切替装置 30 によって、電流供給装置 31 と電圧測定装置 32 に接続する電極を順次切り替え、測定する部位を切り替えていく。

【0060】

更に、測定部位においてもインピーダンスの測定を行う。

【0061】

ここでは右足大腿部の筋肉を測定するので、電流供給電極 4 a、14 a の間に電流が流れ、右足に電流が流れることとし、カフ 23 に設けられた電極 23 a、23 b を用いて、電圧測定を行う。

【0062】

ステップ S22 で測定された体重と設定されている個人情報を用いて体格指数 (BMI) を算出する。また、測定されたインピーダンス値、体重値及び設定されている個人情報を用いて体脂肪率を算出する (ステップ S26)。これらの算出方法については公知であるため、ここでは説明を省略する。

【0063】

また、測定された部位のインピーダンス: Z_p を用いて部位筋肉量を算出する。

【0064】

ここでは除脂肪量 FFM を算出する式を基にして、筋肉量: MV (Muscle volume) を、身長: H_t 、体重: W 、年齢: A_{ge} を用いて次式に基づき算出する。

【0065】

$$MV = a_1 W Z_p / H_t^2 + b_1 Z + c_1 A_{ge} + d_1$$

但し、 a_1 、 b_1 、 c_1 、 d_1 は性別によって異なる係数

【0066】

筋の繊維を多く含んでいる除脂肪量 (除脂肪割合) が多ければ、筋力を出しやすくなるため、最大随意筋力が増加する。また、一般的に女性は体内に占める脂肪の割合が多く、男性は少ない傾向にある。同年齢、同身長、同体重の時、脂肪率が高い方が必然的に体内に存在する筋肉の量が多いことになる。このことより、それらのパラメータに応じて、最大随意筋力が増加すると考えられる。

【0067】

従って算出された MV を用いて、最大随意筋力: MVC (maximum voluntary contraction) を次式に基づき算出する。

【0068】

$$MVC = a_2 MV + b_2 A_{ge} + c_2$$

但し、 a_2 、 b_2 、 c_2 は性別によって異なる係数

【0069】

以上の計算により、最大随意筋力：MVCは算出される（ステップS27）。

【0070】

最大随意筋力：MVCが算出されると、その値に基づいて被験者に与える負荷量を算出する。ここでは被験者の最大随意筋力データから80%の筋力（80%MVC）が発揮される負荷量を算出する。測定開始時は無負荷であり、一定時間後に算出された負荷量になるよう徐々に負荷量を増やしていくよう制御する。

【0071】

これは、筋音図は徐々に発揮する力を増やしていくと図10に示すようになるためである。この図10は横軸に時間、縦軸に筋音図を模式的に示したものであるが、20%程度の弱い力を発揮している時は、振幅、周波数とも小さいが、50%程度の中程度の力を発揮している時は、振幅、周波数とも大きくなり、更に80%を越えるような、最大の力を発揮している時は、振幅は小さくなるが周波数は更に上がる。このような現象を筋電図のデータとして得られるように負荷量を自動的に増やしていくことで、強制的に20%程度から80%程度までの力を発揮させ、その間に筋音図を測定する。

【0072】

従って、MVCから負荷量のプログラムを設定する（ステップS28）。ここでは、無負荷の状態から、MVC80%までの負荷量に15秒間かけて段階的に増やしていくよう設定する。

【0073】

ここで、バー21を握って引き上げるよう知らせる表示を表示装置7に行う（ステップS29）。図11は、被験者がバー21を握った状態で、そのバー21を引き上げている状態を示す図である。最初、被験者は約110°膝を曲げてバー21を上方へ引き上げる。この時、特に被験者の両足大腿部の大腿筋に力が加わることになる。カフ23は右足大腿部に取り付けられているが、従って、右足の大腿筋の筋音図を測定することになる。この時、表示装置7には引き上げ適正値が表示される。この適正値は、その時の負荷量を正確に引き上げているかを示

すものであり、筋力検出手段である筋力計測装置 4 1 によりバー 2 1 の引き上げている力が計測される。引き上げが弱い時には－値が、引き上げが強い時には＋の値が表示されるものであり、この値を「0」に保ち続けることで、その負荷量を適切に引き上げていることが被験者に解るようにするものである。

【0 0 7 4】

バー 2 1 にかかる負荷量は負荷制御装置 4 2 により徐々に増加するよう制御される（ステップ S 3 0）。従って、同じ力で引き上げ続けていては「－」の表示となるため、被験者の発揮される力は増加するが、引き上げ適正値を「0」に保ちつづけるよう引き上げているだけで、自然と負荷量に合わせて発揮される筋力も増加されることになる。

【0 0 7 5】

筋音測定手段である筋音測定装置（振動センサ）2 5 によって測定される（ステップ S 3 1）。ここで、8 0 %MVC を越えたかどうかチェックされ（ステップ S 3 2）、負荷量は減少し、筋音図の測定は終了となる（ステップ S 3 3）。

【0 0 7 6】

図 1 2 は最大随意筋力（MVC）からの各割合（%MVC）において、筋音波形をパワースペクトル解析した後に、その振幅と平均周波数を示した模式図である。RMS（root mean square：パワーの平方根）振幅は基本的に筋活動に動員するために必要な MU の数（FG，SO，FOG を含む）を現し、力が強くなると共に RMS 振幅の値は大きくなるが、筋音図では強縮が起こると値は小さくなる。これは、高い筋力を発揮しようとする場合には筋肉の緊張が起こり、筋肉の収縮と引張が起き難くなるためである。

【0 0 7 7】

一方、平均周波数はインパルス（ここでは力を発揮させようとする信号）の発射頻度を現している。図 1 2 の RMS 振幅と平均周波数を参照すると、2 0 %MVC 以下では、SO 線維が活動される。2 0 ～ 3 0 %MVC 近辺になると、SO 線維から FOG 線維に意向するために RMS 振幅が急激に増加し変曲点が生じる。3 0 ～ 5 0 %MVC 付近では、FOG 線維が優勢に動員されるために平均周波

数に変曲点が生じる。約 50～60%MVC になると、より大きな収縮力が必要になるため FG 線維も導入し結果的に発射頻度である平均周波数が下がり、MU の数である RMS 振幅が少し上がった形になる。60%MVC 以上になると、全ての筋線維が総動員され強縮が起こるために RMS 振幅が減少する。また、インパルスが更に増加するために平均周波数は増加する。このように各変曲点を出すことで、筋の種類のを割合を算出することができる。

【0078】

本発明では、この 2 つの指標を利用して筋肉の種類のを割合（タイプ）を判断する。従って、算出された筋音図のデータを時間一周波数解析（フーリエ変換またはウェーブレット変換）して各%MVC における RMS 振幅と平均周波数を算出し（ステップ S35）、更に RMS 振幅と平均周波数のデータにおいて変曲点を算出する（ステップ S36）。この変曲点の算出は、各プロットデータにおいて一次微分し、その値の極小値を抽出することで決定することが可能である。

【0079】

決定された RMS 振幅と平均周波数の変曲点のデータと、その時の%MVC を参照することにより、筋肉の活動の割合が判定される。本発明では筋肉の活動の割合＝その種類の筋肉を備える割合とし、その人の持つ筋肉の種類のを割合を算出する（ステップ S37）。具体的には、図 12 の下部に示すバーグラフのように筋肉の動員された割合を判定することができる。このバーグラフに示すよう、筋肉の力領域は 5 つに分けられる。それぞれの領域の特徴（筋線維の活動様式）は図 12 に示す通りであり、R a は遅筋の活動（Type 1 または SO 線維）、R b は遅筋から速筋に移行（Type 2 A または FOG 線維）、R c は速筋が優勢に動員、R d は速筋（但し Type 2 B または FG 線維）、R e は全ての筋が総動員の状態であることを意味する。

【0080】

この図 12 の下部に示すバーグラフデータを用いて、筋のタイプの割合を次のように算出する。

SO 線維の占める割合（％）＝R b までの%MVC

FOG 線維の占める割合（％）＝R c までの%MVC－R a までの%MVC

FG 線維の占める割合（％）＝ R_d までの％ MVC － R_c までの％ MVC

【0081】

ここで算出される各筋肉の線維の割合は、動員された筋肉に基づく％値であり、合計しても100％になるものではない。従って、各筋肉線維の占める割合の合計値で割った値を算出すること具体的には下記に示すよう演算を行うことで、測定部位における筋肉の種類の割合を算出する。

【0082】

SO 線維の割合（％）＝ SO 線維の占める量／各筋線維の占める割合の合計値
×100

FOG 線維の割合（％）＝ FOG 線維の占める量／各筋線維の占める割合の合計値×100

FG 線維の割合（％）＝ FG 線維の占める量／各筋線維の占める割合の合計値
×100

【0083】

また、図1に示したように、遅筋線維と速筋線維は SO 線維・ FOG 線維・ FG 線維と関係するため、遅筋線維＝ SO 線維、速筋線維＝ FOG 線維＋ FG 線維として遅筋線維と速筋線維の割合も算出する。

【0084】

本発明では以上のような処理により、筋肉の種類の割合が判定される。

【0085】

判定された被験者の筋のタイプの割合は記憶装置34に記憶される（ステップS38）。

【0086】

次に筋疲労判定モードについて説明する。

ここでいう筋疲労判定とは、その時点でどの程度疲労が発生しているかを判定することであり、一定の負荷をかけた時に、どの種類の筋肉を使用しているかによって判断するものである。

【0087】

筋疲労判定モードになると、カフ23を筋疲労の判定を行う部位に装着するよ

う指示する表示が、表示装置 7 に表示される（ステップ S 4 1）。

【0088】

被験者はカフ 2 3 を判定部位に装着したら、装着完了を入力する（ステップ S 4 2）。

【0089】

次いで、負荷量の設定を行う。記憶装置 3 4 に記憶されている被験者の MVC を読み出し、20%MVC を算出し、その 20%MVC を発揮するよう負荷制御装置 4 2 によって負荷量を設定・制御する（ステップ S 4 3）。

【0090】

ここで、バー 2 1 を握って引き上げるよう知らせる表示を表示装置 7 に行う（ステップ S 4 4）。

【0091】

この時も被験者は、引き上げ適正値が「0」を保つように引き上げ続け、この時の筋音図を測定する（ステップ S 4 5）。

【0092】

この測定は 10 秒間続けられるものであり、時計装置 3 5 で計測される時間が 10 秒間が経過したかをチェックし（ステップ S 4 6）、10 秒間が経過した時点で負荷量は減少し、筋音図の測定も終了となる（ステップ S 4 7）。ここで測定された筋音図のデータのパワースペクトル解析をし（ステップ S 4 8）、10 秒間の平均周波数と平均 RMS 振幅値を算出する（ステップ S 4 9）。

【0093】

この各平均値と、記憶装置に記憶されている被験者の平均周波数と RMS 振幅及びそれらの変曲点から求められた筋肉の種別の割合データを照合させ（ステップ S 5 0）、この 20%MVC に相当する負荷を引き上げ続けるのに、何%の MVC を必要としたかにより判定する。つまり、どの種別の筋肉が動員されたかを判断することで、筋疲労が生じているかを判定する（ステップ S 5 1）。

【0094】

例えば、被験者の 20%MVC に相当する筋力を発揮させる負荷量を設定し、その負荷量を引き上げている時の筋音図の測定を行い、筋音図のデータを周波数

解析すると、記憶装置に記憶された被験者の過去の筋線維データ（図12のデータ）と比較すると、50%MVCに相当する振幅と周波数であった場合には、 $50\% - 20\% = 30\%$ として、疲労度30%とする。

【0095】

あるいは、被験者の20%MVCに相当する筋力が本来はR_bに分類されるとき、測定された平均周波数とRMS振幅の平均値がR_cの範囲である場合には、今回の負荷量を引き上げるのにR_cに相当する筋肉が動員されたことを示し、これは疲労が発生していることを意味するものである。逆に、算出された値が本来の筋肉の力領域における周波数とRMS振幅内であれば、通常の筋肉が動員されているに留まっているため、筋疲労は生じていないと判断してもよい。

【0096】

以上、本発明の実施例を説明したが、これに加えて筋肉測定を行う部位の筋断面積を算出して表示する機能を追加してもよい。

【0097】

また、部位の測定を行うカフを複数個設ける構成として、一度の負荷測定において複数部位の筋肉の測定を行うことが可能なものとしてもよい。

【0098】

また、筋肉に与える負荷は、ここで示したバーを引き上げるタイプに限らず、例えば、握力計のように手の平に握り力を加えるものや、負荷を足で引き上げるタイプ、また、それらを複数組み合わせるタイプとしてもよい。

【0099】

また、インピーダンス測定手段は、両手両足に接触できる電極を複数個設けた一体型の装置として説明したが、測定する部位の最大随意筋力が解るものであれば良いので、測定する部位に取り付ける、例えばクリップ式の電極としてもよいし、カフ内に電流供給用の電極も備える構成としても本発明を実現することは可能である。

【0100】

また、筋音図の測定に加えて筋電図を測定する形態としてもよい。被験者の発揮する力を徐々に増やしていった時の筋電図のデータを周波数解析した振幅及び

周波数のデータも変曲点を生じるため、これらのデータを参照にして、筋音図で判定された変曲点を補正する形態とすることも可能であると考えられる。

【0101】

また、測定結果の表示例として更に図13～図16に示すようなものが考えられる。図13は上半身と下半身に分けて筋肉に関する指標を表示し、上半身と下半身の筋肉のバランスを把握できるものとしている。図14は、左右両手足の筋力、各部位の筋肉が備える筋線維の割合を数値で表示し、各部位の筋肉の中身を具体的に把握できるものとしている。図15は、左右両手足の最大筋力をグラフで表示し、各部位の筋力を視覚的に把握できるものとしている。図16は、左右両手足の筋肉が備える筋線維の割合をグラフで表示し、各部位の筋肉の中身を視覚的に把握できるものとしている。

【0102】

【発明の効果】

本発明の筋肉判定装置であれば、生体電気インピーダンスを測定して被験者の最大随意筋力を演算し、被験者の筋音図データを解析することで測定部位が備える筋線維の種類の割合を判定するため、これまで被験者の主観的要素が含まれていた最大随意筋力を客観的かつ簡単に算出することができ、高精度に筋音図を測定することができる。

【0103】

また、本発明の筋肉測定装置であれば、算出された最大随意筋力に基づいて被験者の発揮する筋力が強制的に変化するように、負荷量を自動的に変化するので、簡単に発揮する筋力を変化した時の筋音図の時系列データを取得することができる。

【0104】

また、本発明の筋肉測定装置であれば、筋音図の測定中に被験者が実際に発揮している筋肉の力を検出し、設定されている負荷量と被験者が発揮している筋肉の力を比較してその差を表示するので、被験者が発揮する力は常に適切な値となり、筋線維の割合を判定する上で必要となる筋音図の時系列データが得られ易くなる。

【0 1 0 5】

また、本発明の筋肉測定装置であれば、過去に解析された平常時の筋音図データと、現在、測定された筋音図データを比較して筋肉の疲労を判定するので、客観的かつ簡単に測定部位における筋肉の疲労を知ることができ、有用なものとなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

筋線維タイプの分類を示す表

【図 2】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の外観斜視図

【図 3】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の内部ブロック図

【図 4】

本発明の一実施例である筋肉測定装置のメインフロー

【図 5】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の筋タイプ判定ルーチン

【図 6】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の筋疲労判定ルーチン

【図 7】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の結果表示を示す図

【図 8】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の別の結果表示を示す図

【図 9】

本発明の一実施例である筋肉測定装置のカフの構成を示す図

【図 1 0】

発揮する筋力を増大していったときの筋音図の模式図

【図 1 1】

バーを引き上げている状態を示す図

【図 1 2】

筋音図の R M S 振幅および平均周波数と力との関係の模式図

【図 1 3】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の別表示例

【図 1 4】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の別表示例

【図 1 5】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の別表示例

【図 1 6】

本発明の一実施例である筋肉測定装置の別表示例

【符号の説明】

- 1 測定装置
- 2 体脂肪計付き体重計
- 2 a 載台面
- 3, 4 電極部
- 3 a, 4 a, 1 3 a, 1 4 a 電流供給電極
- 3 b, 4 b, 1 3 b, 1 4 b 電圧測定電極
- 5 操作ボックス
- 6 入力装置
- 7 表示装置
- 8 印刷装置
- 1 3, 1 4 電極グリップ
- 1 5, 1 6, 2 4 コード
- 1 7 フック
- 2 1 バー
- 2 2 チェーン
- 2 3 カフ
- 2 5 筋音測定装置
- 3 0 電極切替装置
- 3 1 電流供給装置

3 2 電圧測定装置

3 3 制御装置

3 4 記憶装置

3 5 時計装置

3 6 体重測定装置

3 8 電源装置

4 1 筋力計測装置

4 2 負荷制御装置

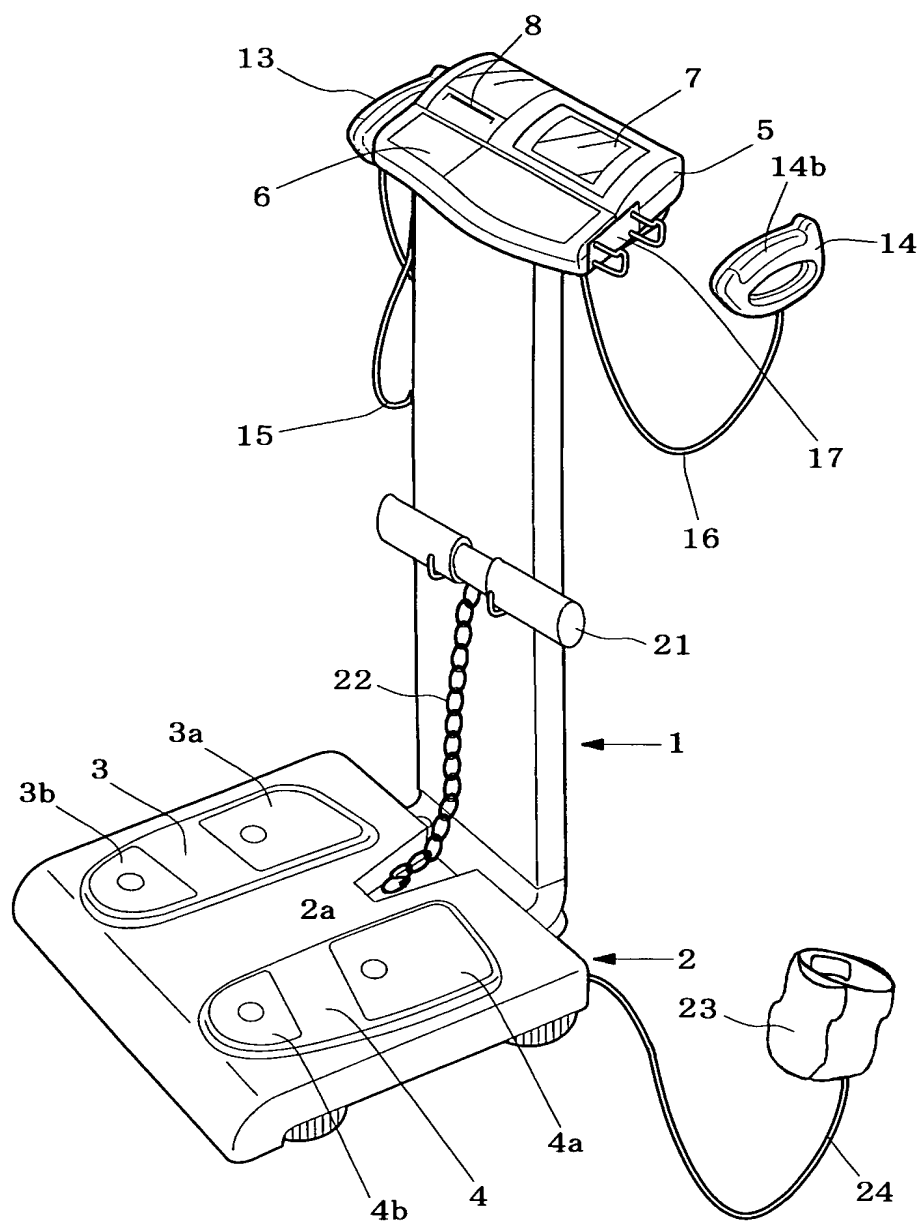
【書類名】 図面

【図 1】

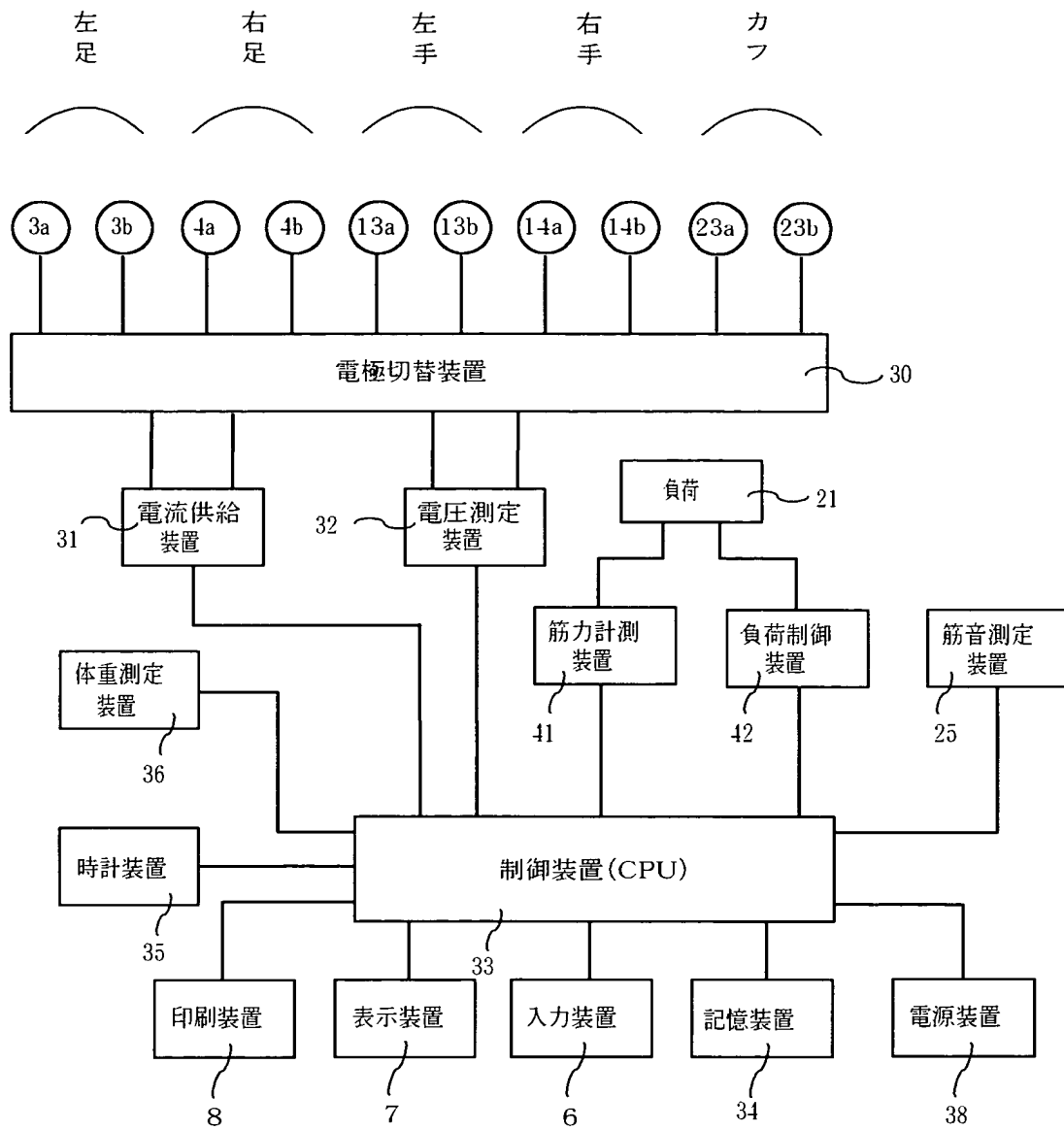
筋線維タイプの分類

遅筋線維 (ST線維)	速筋線維 (FT線維)	
赤筋線維	白筋線維	
Tyre I 線維	Tyre II 線維	
Tyre I 線維	Tyre II A線維	Tyre II B線維
SO線維	FOG線維 (中間筋線維)	FG線維

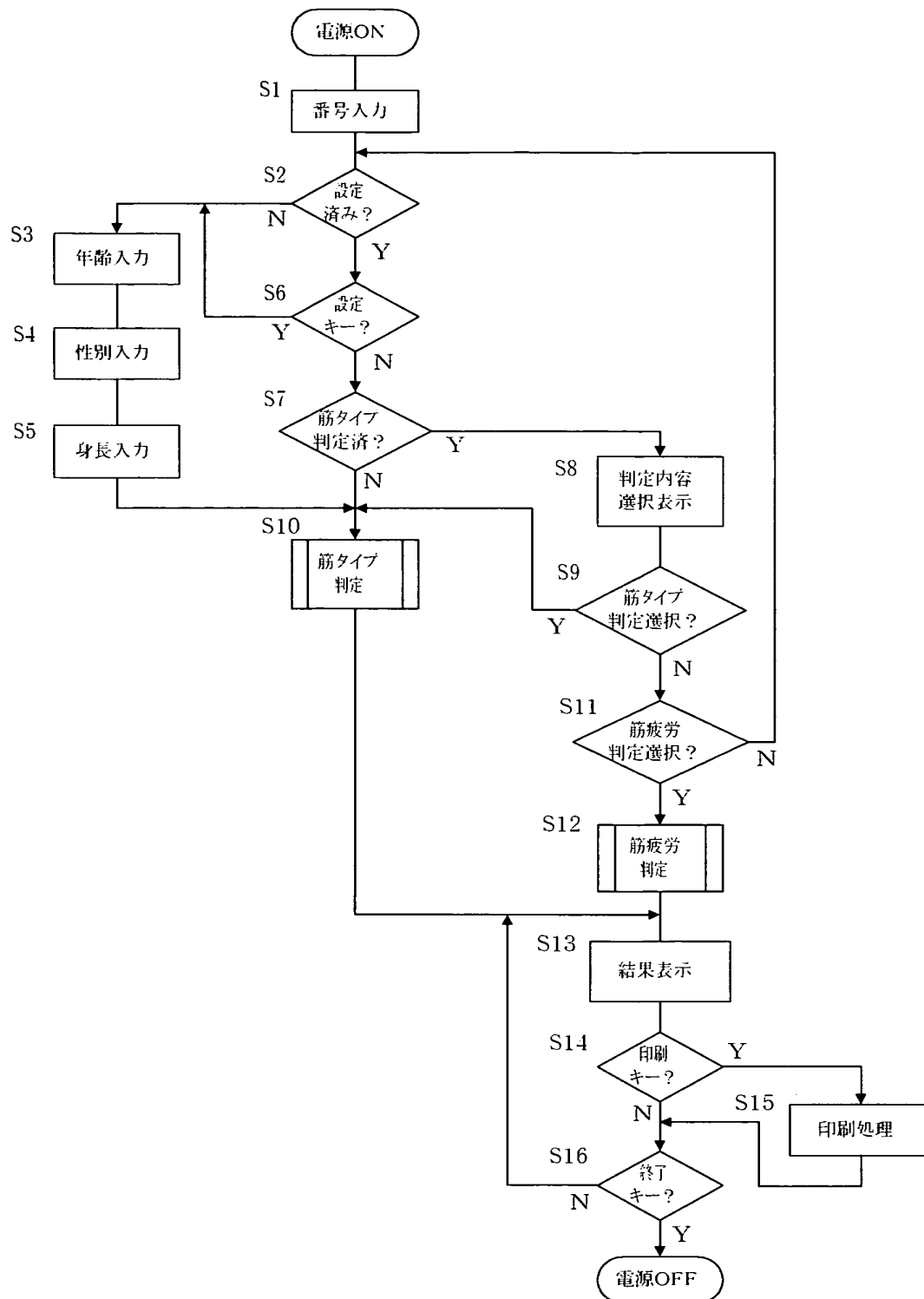
【圖 2】



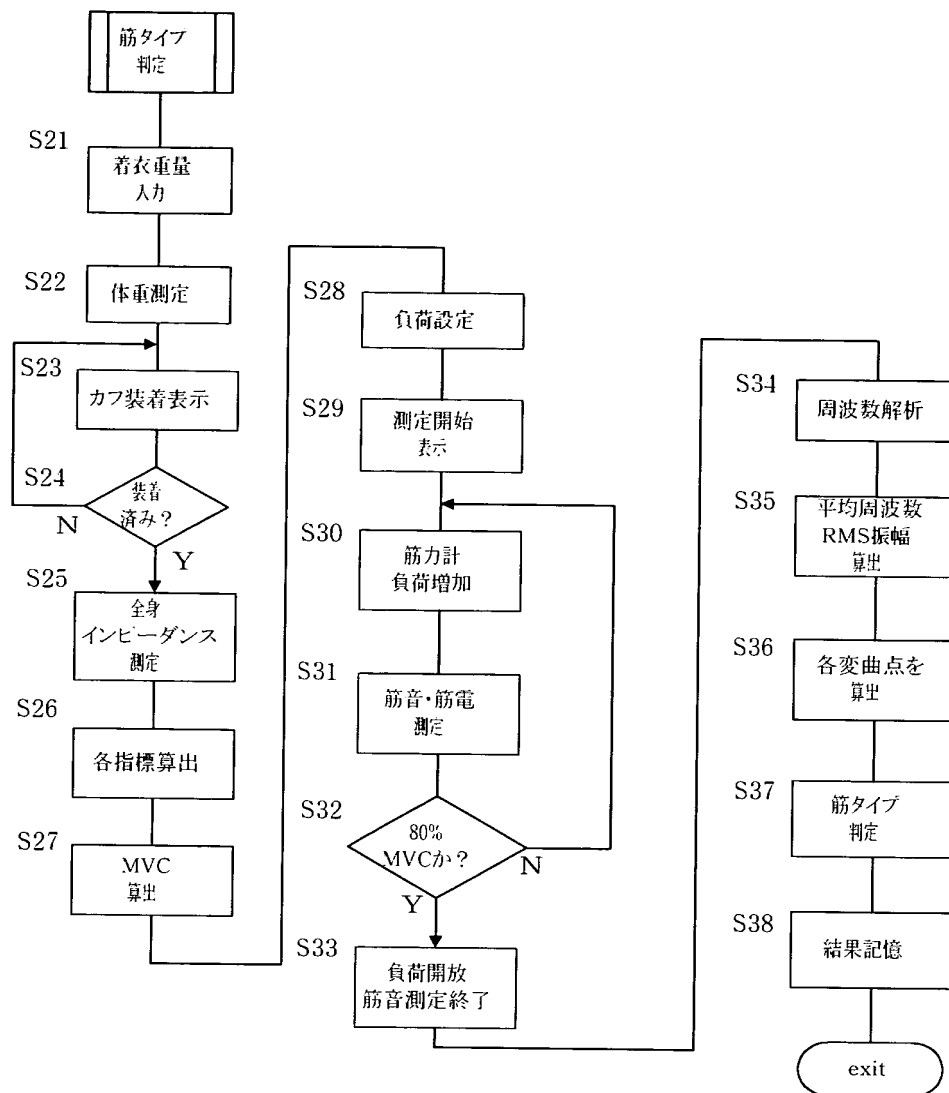
【図 3】



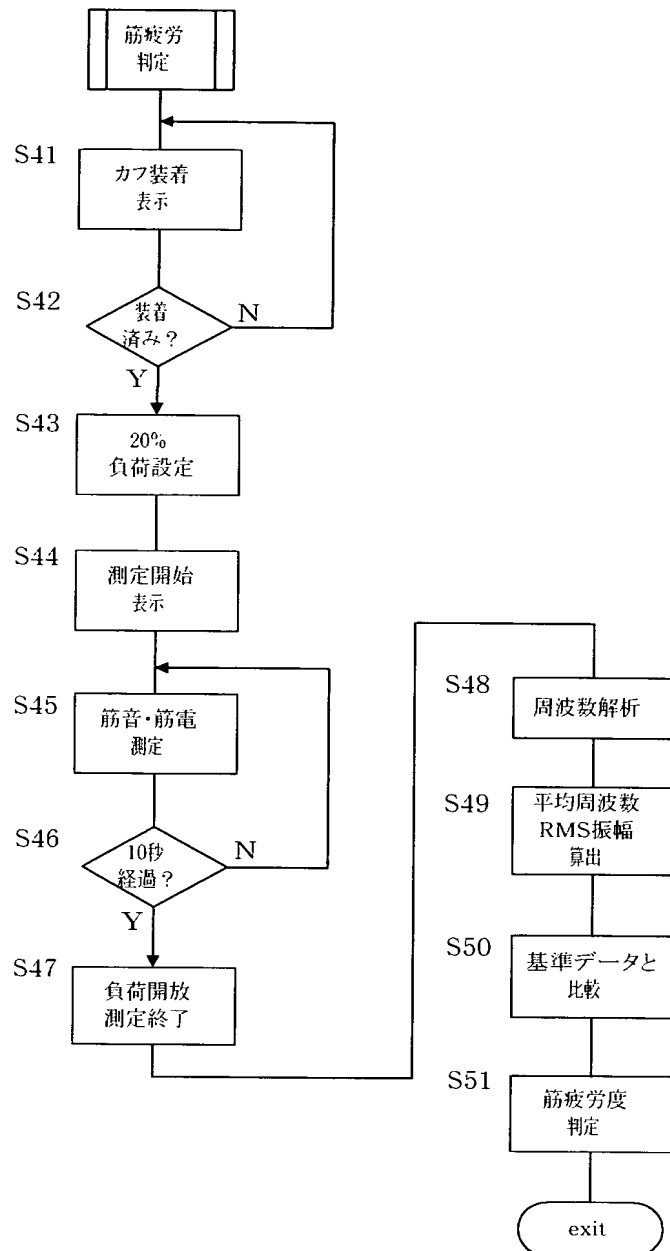
【図 4】



【図 5】



【図 6】



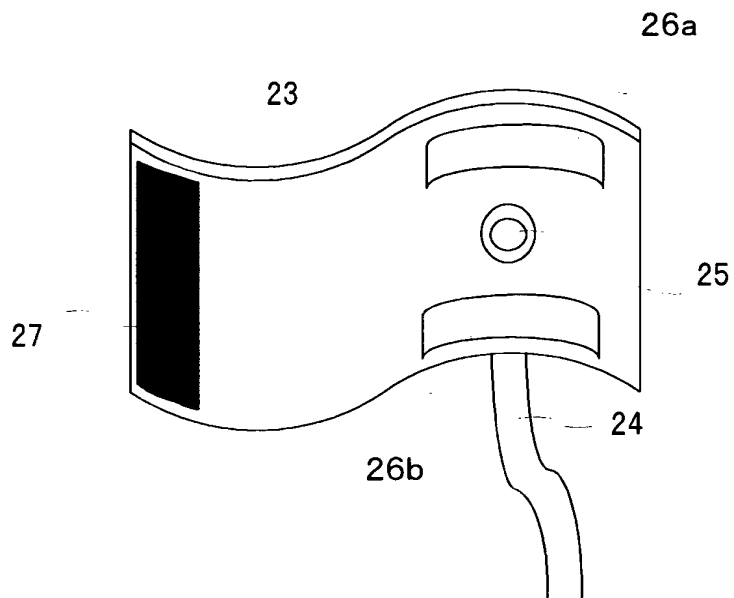
【図 7】

筋肉表示	印刷
性別：男性	
年齢：25歳	
身長：175cm	
体重：56kg	
脂肪率：22%	
除脂肪量：34kg	
BMI:18.3	

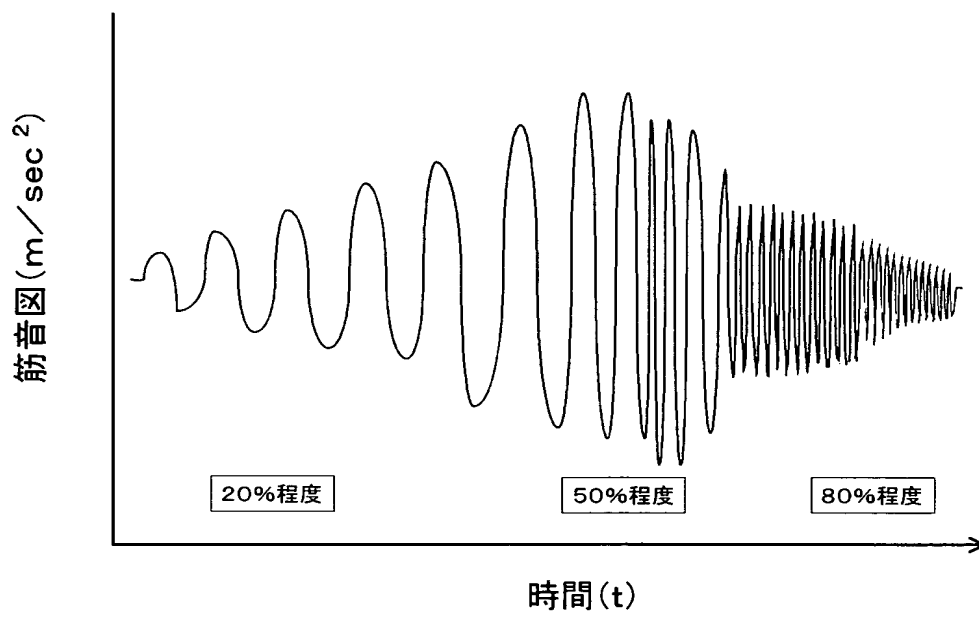
【図 8】

脂肪率	印刷
最大筋力 43kg	
筋のタイプ	
SO: 45%	遅筋：45%
FOG: 25%	速筋：55%
FG: 30%	
筋疲労度 30%	

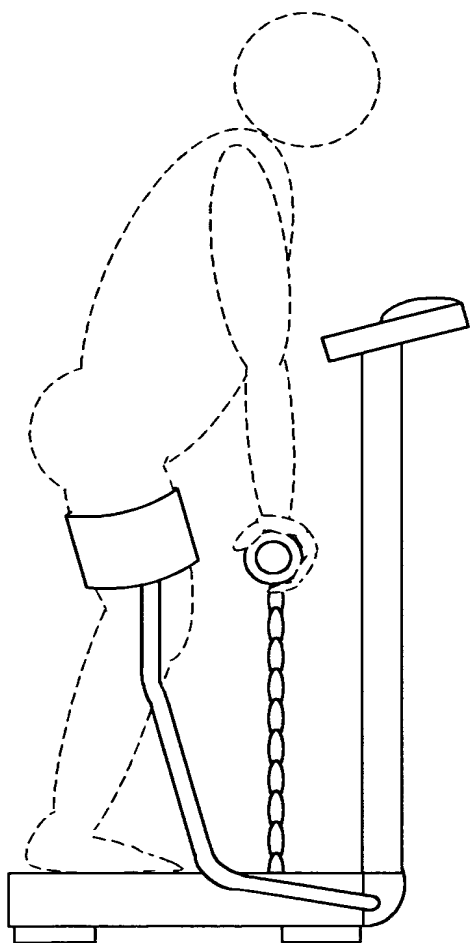
【図 9】



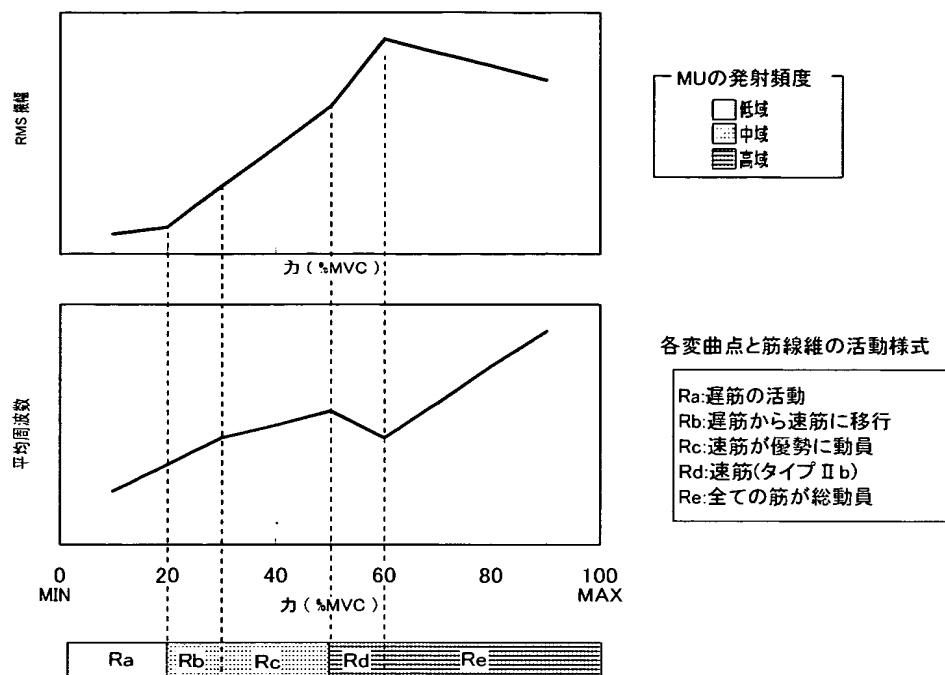
【図 1 0】



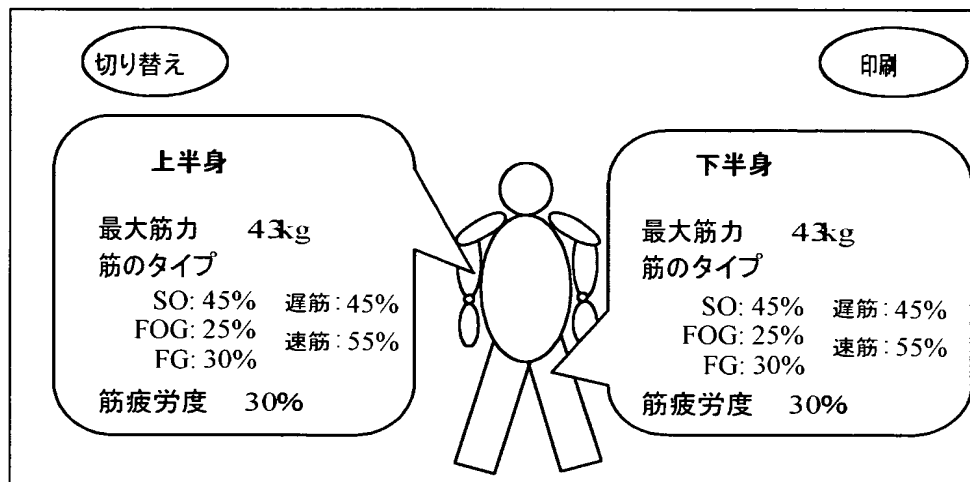
【図 1 1】



【図 12】



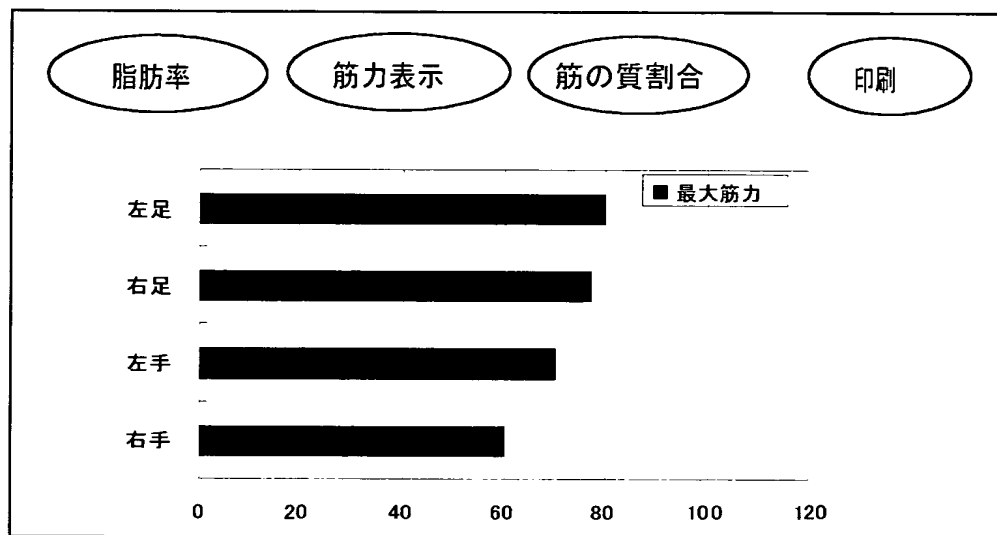
【図 13】



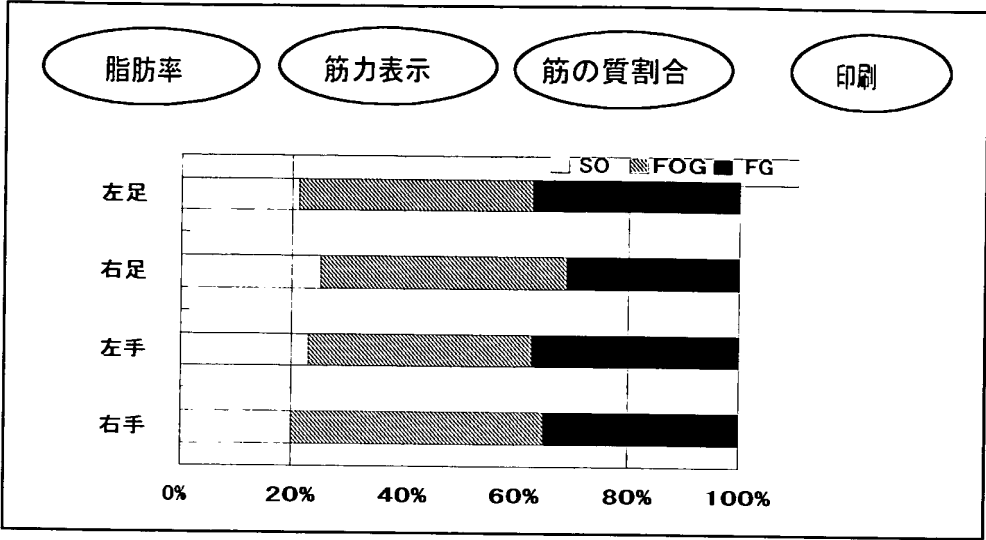
【図 14】

脂肪率		筋力表示		筋の質割合		印刷
		右手	左手	右足	左足	
測定筋力 (kg)		20	25	20	22	
筋のタイプ	SO(%)	45	40	44	42	
	FOG(%)	35	37	31	37	
	FG(%)	20	23	25	21	

【図 15】



【図 1 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 従来、測定が難しかった最大随意筋力を簡単に測定し、より正確に筋肉に関する評価を行うこと。具体的には、被験者の特定部位における筋肉の種類の割合の判定及び筋肉の疲労の発生を判定すること、更には筋肉に関する総合評価を行うこと。

【解決手段】 生体の各部位に接触させる複数の電極を用いて生体電気インピーダンスを測定し、測定した生体電気インピーダンスから、被験者の両手両足といった部位の筋肉量及び最大随意筋力を算出し、更に筋肉に数段階の負荷をかけた時の筋音図を測定し、筋音図のデータを周波数解析し、平均周波数と振幅のデータを求め、それらの変曲点から筋繊維の活動量（発射頻度）を算出し、被験者の筋肉（筋線維）のタイプと筋疲労の判定を行う。

【選択図】 図 2

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 0 6 8 2 9
受付番号	5 0 2 0 1 5 8 7 5 3 3
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 0 月 2 3 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】

平成14年10月22日

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 0 6 8 2 9

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 3 3 1 7 9]

1 . 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号

氏 名

株式会社タニタ